

Aus dem Institut für Anästhesiologie der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Prof. Dr. R. Frey

Effekt der Lagerung auf das cardiovaskuläre System in Narkose

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen
Fakultät der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Kurt Michael Ranft
aus Pirmasens

Mainz 1967

Aus dem Institut für Anästhesiologie der
Johannes Gutenberg - Universität Mainz
Direktor: Prof. Dr. R. Frey

Effekt der Lagerung auf das cardiovaskuläre
System in Narkose

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medi-
zinischen Fakultät der Johannes Gutenberg -
Universität Mainz

vorgelegt von
Kurt Michael Ranft
aus Pirmasens

Mainz 1967



Dekan:

Prof. Dr. Dr. G. Thews

Referent:

Priv.-Doz. Dr. H. Kreuscher

Korreferent:

Prof. Dr. R. Frey

INHALTSVERZEICHNIS

EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	5
METHODIK	7
I) Indikatorverdünnungsmethode	10
a) Geschichtliches	10
b) Von HEGGLIN et al verwendete Methode	11
c) Eigene Untersuchungstechnik mit der Indikatorverdünnungsmethode	15
d) Auswertung der Messungen	17
II) Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE	20
III) Venendruckmessung	24
IV) Versuchsdurchführung	26
VERWENDETE STATISTISCHE METHODEN	29
ERGEBNISSE	32
I) Durchschnittswerte und Standard- abweichungen	33
II) Korrelationsdiagramm der Methoden	34
III) t - Test bei paarweiser Anordnung	35
a) Vergleich der Ruhelagen	35
b) Vergleich der Speziallagerungen mit den vorausgehenden Ruhelagerungen	37
c) Vergleich der Speziallagerungen mit einem Ruhemittelwert	39
d) Vergleich der Herzminutenvolumina beider Methoden in Ruhelage, wach	40
DISKUSSION	41
I) Zur Methode nach BROEMSER - RANKE	42
II) Zur Indikatorverdünnungsmethode	43
III) Zur Venendruckmessung	46
SCHLUSSFOLGERUNG	47
ZUSAMMENFASSUNG	48
LITERATUR	49
ANHANG	52

EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

Trotz ständig verbesserter Narkosetechnik und trotz steigender Spezialisierung im Operationsaal kommt es immer wieder zu Kreislaufzwischenfällen bei chirurgischen Eingriffen. Solche Ereignisse sind hauptsächlich auf drei Ursachen zurückzuführen:

- 1) Vom Patienten selbst ausgehende Gefahren für den Kreislauf. Im Vordergrund stehen hier die sog. Risikopatienten, bei denen eine altersgemäße oder durch Krankheit bedingte Vorschädigung des kardiovaskulären Systems vorliegt.
- 2) An zweiter Stelle sind durch den Eingriff bedingte Ursachen zu nennen. Je größer chirurgisches Trauma und Blutverluste sind, desto leichter gerät der Patient in einen Kollapszustand mit allen bedrohlichen Folgen.
- 3) Drittens seien Maßnahmen genannt, die zur besseren Durchführung des Eingriffs notwendig sind. Außer der langdauernden Einwirkung der Narkotika ist hier besonders auf die Lagerung des Patienten während der Narkose hinzuweisen. Wie BUDELMANN (5) in seiner Arbeit "Die Bedeutung der Körperlage für die Kreislaufregulation Narkotisierter" ausführt, ist nämlich der Kreislauf eines narkotisierten Patienten in zweifacher Hinsicht gefährdet: Einerseits können in tiefer Narkose die "herzeigenen nervösen Regulationsmechanismen" (BUDELMANN) ausfallen, zum andern sinkt der Muskeltonus erheblich ab, was über eine Verschiebung größerer Blutmengen in periphere Kreislaufabschnitte und Verminderung

des venösen Rückstroms zu einer erheblichen Beeinträchtigung von Schlag- und Minutenvolumen führt.

Ob extreme Lagerungen, wie sie zur Durchführung von Gallen-, Nieren-, gynäkologischen und neurochirurgischen Operationen angewandt werden, diese kreislaufdepressiven Effekte verstärken, soll im Rahmen der vorliegenden Versuchsreihe geklärt werden. Die Fragestellung lautet also: Sind anhand der durchgeführten Versuche irgendwelche Kreislaufveränderungen nachweisbar, die allein durch eine bestimmte Lagerung auf dem Operationstisch hervorgerufen werden?

METHODIK

Eine zuverlässige Antwort ist nur zu erhalten, wenn die eingangs unter 1) und 2) genannten Einflüsse auf den Kreislauf ausgeschaltet und trotzdem Bedingungen geschaffen werden, die denen im Operationssaal hinsichtlich Narkose und Lagerung möglichst nahe kommen.

Wir entschlossen uns deshalb zu folgendem Vorgehen: Als Probanden wurden nur kreislaugesunde männliche Studenten zugelassen (Tab. 1). Sie hatten sich einer etwa dreistündigen O_2 - N_2O - Halothan - Narkose zu unterziehen, während der die in Abbildung 1 beschriebenen Operationslagerungen durchgeführt wurden. Die nach jeder Umlagerung erfolgenden Kreislaufmessungen wurden mit Hilfe zweier verschiedener Methoden durchgeführt, um eine Kontrolle der Ergebnisse zu ermöglichen:

I Indikatorverdünnungsmethode nach STEWART - HAMILTON

II Sphygmographische Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE

Damit erhielten wir quantitative Aussagen über Blutdruck, Pulsfrequenz, Herzschlagvolumen, Herzminutenvolumen, Herzminutenvolumen pro m^2 Körperoberfläche (cardiac index) und Herzarbeit.

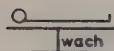
Außerdem wurde nach jeder Umlagerung der Venendruck mittels U - Rohr blutig gemessen.

Tab. 1: Probanden der Versuchsreihe mit Angabe der während der Versuche als konstant betrachteten Werte.

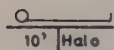
	Name	Alter	Gewicht (kg)	Länge des art.Wind- Kessels(cm)	Körper- oberfläche (m ²)	Gesamtblut- volumen (l)	Hämato- krit(%) (unkorr.)
1	Ga., H.	24	75	45	1,93	4,45	46
2	St., M.	24	66	44	1,74	5,07	47
3	B., C.	21	72	49	1,95	5,04	41
4	L., G.	20	72,5	51	2,00	5,34	40
5	K., W.	23	71	49	1,92	5,25	38
6	Da., U.	22	75,7	51	2,02	5,78	37
7	S., S.	22	68,3	44	1,80	4,45	38
8	F., P.	27	73,4	48	1,90	4,49	49
9	B., H.	22	78,5	47	1,94	5,60	42

Abbildung 1:

Darstellung der Lagerungen auf dem Operationstisch



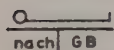
Rückenlage, wach



Nach 10° Halothan - Narkose



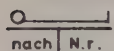
Bei hochgeschobener Gallenbank



Ruhelage nach Gallenbank



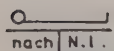
Nierenlage rechts



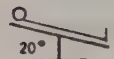
Ruhelage nach Nierenlage rechts



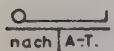
Nierenlage links



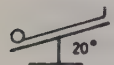
Ruhelage nach Nierenlage links



Anti - Trendelenburg - Lagerung



Ruhelage nach A.- T.- Lagerung



Trendelenburg - Lagerung



Ruhelage nach T.- Lagerung u. Endwert

I Bestimmung des Herzminutenvolumens mit der Indikatorverdünnungsmethode

a) G e s c h i c h t l i c h e s

Schon 1897 wurde das Prinzip der Indikatorverdünnung von G. N. STEWART zur Bestimmung des Herzminutenvolumens eingeführt (18).

W. F. HAMILTON und Mitarbeiter begannen im Jahre 1928 den Ausbau der Indikatorverdünnungsmethode und führten bereits die Registrierung einer Farbstoffverdünnungskurve durch (11, 12). Diese STEWART - HAMILTON - Methode wurde zu einer Standardmethode für zahlreiche Untersuchungen über Herzminutenvolumen, Kreislaufzeiten und regionale Durchblutung sowie Blut(Plasma)-volumenbestimmungen (15). Bei Vergleichen mit der als zuverlässig geltenden FICKschen Methode fanden HAMILTON und andere Autoren gute Übereinstimmungen ([13], S. 113).

Bei der Original - HAMILTON - Methode wird der Konzentrationsablauf des Indikators mittels einer größeren Zahl von kurz hintereinander abgenommenen arteriellen Blutproben registriert. Neben dem Vorzug großer Genauigkeit hat dieses Verfahren den Nachteil, daß es mit einem großen Arbeitsaufwand verbunden ist und den Patienten durch die arterielle Punktion und den Blutverlust (etwa 100 ml) erheblich belastet ([13], S. 23). Deshalb wurde schon früh versucht, die zahlreichen Einzelbestimmungen durch eine kontinuierliche Methode der Konzentrationsbestimmung zu vereinfachen. Die ersten Versuche stammen von STEWART 1897 (19) und von GROSS und MITTERMAIER 1926 (10). Aber erst durch

die technische Entwicklung von Photometern, die am hyperämisierten Ohr anwendbar sind, wurde die Methode unblutig und somit für den Routinebetrieb geeignet (WOOD und GERACI , [23]).

b) V o n H E G G L I N , R U T I S -
H A U S E R e t a l v e r w e n -
d e t e M e t h o d e

Auch die von HEGGLIN, RUTISHAUSER et al verwendete Methode der Herzminutenvolumenbestimmung beruht auf diesem Prinzip (Abb. 2).

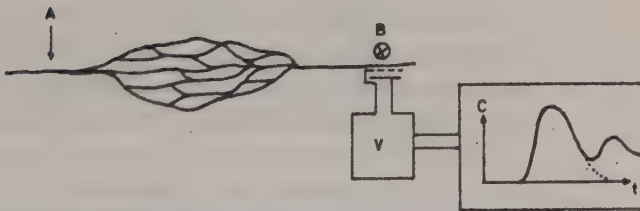


Abb. 2: Schema zum Verständnis der Farbstoffverdünnungskurve. Erklärungen im Text.
(Nach HEGGLIN, RUTISHAUSER et al, 1957)

Ein bei A (vena cubitalis) injizierter Farbstoff durchläuft Herz und Lunge und wird im arteriellen Blut bei B (am hyperämisierten

Ohr läppchen) mittels Lichtquelle und Photozelle über einen Verstärker V aufgezeichnet. Die so gewonnene Farbstoffverdünnungskurve läßt sich in folgende Zeitabschnitte einteilen (siehe Abb. 3) :

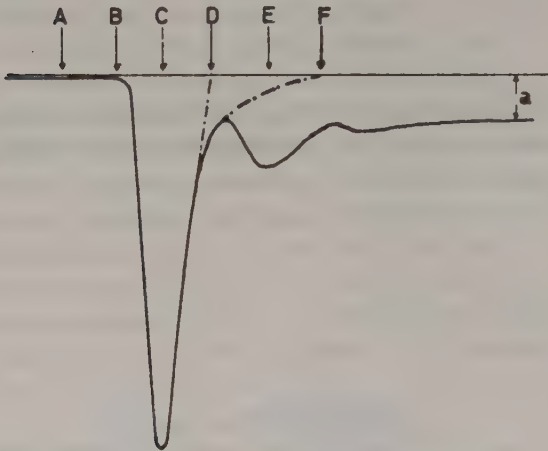


Abb. 3: Terminologie der Indikatorverdünnungskurve. Erklärungen im Text.

- A : Zeitpunkt der Injektion
- AB : Erscheinungszeit der ersten registrierbaren Indikatorkonzentration am Ohr (Arm - Ohr - Zeit)
- BC : Intervall des ersten Konzentrationsanstiegs (Konzentrationszeit)
- AC : Gipfelzeit

- BF : Primärkurve (Konzentrationsabfall ohne Rezirkulation)
 CE : Rezirkulationszeit (Intervall zwischen der ersten und zweiten maximalen Indikatorkonzentration)
 CD : Verdünnungszeit
 a : Restkonzentration nach Durchmischung des Farbstoffs

Der tatsächliche Konzentrationsabfall des Verdünnungsschenkels ist nicht geradlinig, sondern folgt einer Exponentialfunktion bis zum Beginn der zweiten Passage (Rezirkulation) der Indikatorteilchen.

Da bei der Bestimmung des Herzminutenvolumens nur die erste Passage der Farbstoffteilchen am Oxyrometer (die Primärkurve) interessiert, wird die Rezirkulation ausgeschaltet, und zwar auf graphischem Weg:

Die Konzentration wird im logarithmischen Maßstab gegen die Zeit im linearen Maßstab auf semilogarithmisches Papier aufgezeichnet. Der exponentielle Konzentrationsabfall (Verdünnungsschenkel) ergibt so eine Gerade. Durch Verlängerung dieser Geraden wird der Rezirkulationseffekt ausgeschaltet, und man erhält nach Rückübertragung in den linearen Maßstab die Primärkurve, wie sie ohne Rezirkulation des Farbstoffs entstehen würde. Die Fläche unter dieser Kurve wird mit einem Kompensationsplanimeter bestimmt.

Um quantitative Ergebnisse aus der Farbstoffverdünnungskurve zu erhalten, muß dieser Konzentrations - Zeit - Ablauf geeicht werden.

Dazu setzt HEGGLIN den Endausschlag der Kurve nach Durchmischung (a) mit der zu diesem Zeitpunkt festgestellten Konzentration des Farbstoffes im Plasma (c_E) in Beziehung. Unter Berücksichtigung der Tatsache, daß die verwendeten Farbstoffe nur den Plasmaraum markieren, wird mittels des Hämatokrits auf das Blutvolumen umgerechnet. Somit lautet die Formel zur Herzminutenvolumenbestimmung nach HEGGLIN:

$$HMV = \frac{60 \cdot I \cdot a \cdot 100}{\int c dt \cdot c_E \cdot (100 - HK_{\text{kor}})} \quad (l/min) \quad (I)$$

wobei

- I = injizierte Farbstoffmenge (mg),
- $\int c dt$ = Fläche unter der Primärkurve (mm^2),
- a = Galvanometerausschlag nach Durchmischung (mm),
- c_E = Eichkonzentration, bestimmt zum Zeitpunkt des Endausschlags (mg/l),
- HK_{kor} = korrigierter Hämatokrit (%)

bedeuten.

Der durch Zentrifugieren bestimmte Hämatokrit muß korrigiert werden, da er zu hoch bestimmt wurde

- a) auf Grund von zwischen den Erythrocyten eingeschlossenem Plasma um 4 % ([13], S. 87) und
- b) auf Grund der Bestimmung im venösen Blut um 9 % ([13], S. 90).

Somit beträgt der gesamte Korrekturfaktor 0,87.

c) E i g e n e U n t e r s u c h u n g s - t e c h n i k m i t d e r I n - d i k a t o r v e r d ü n n u n g s - m e t h o d e

Die Grundlage unserer Untersuchungen mit der Indikatorverdünnungsmethode bildet die beschriebene Methode von HEGGLIN, RUTISHAUSER et al. Als Farbstoff benutzten wir Cardiogreen[®] (Indozyanin). An biologischen Eigenschaften sind besonders seine geringe Toxizität (5 mg/kg Körpergewicht ohne Nebenwirkungen) und seine rasche Elimination über die Leber (wichtig für kurz hintereinander erfolgende HMV - Bestimmungen) hervorzuheben. Physikalisch bietet es den Vorteil, daß seine maximale Infrarotabsorption mit 805 μ im isosbestischen Punkt liegt; das ist diejenige Wellenlänge, bei der die Lichtdurchlässigkeit für Oxyhämoglobin und reduziertes Hämoglobin gleich ist. Das heißt, es werden Extinktionsdifferenzen durch wechselnde Sauerstoffsättigung im Vollblut vermieden. Cardiogreen lagert sich an Plasmaalbumine an, markiert also nur den Plasmaraum.[®] Pro Injektion gaben wir 2 mg Cardiogreen in 0,8 ml aqua dest. gelöst.

Die Registrierung des Konzentrationsablaufs führten wir mit der CARDIOGNOST - R - Anlage von KRUPP - ATLAS durch. Das Gerät besteht aus

- 1) einer grünempfindlichen Ohreinheit, welche nach vorheriger Hyperämisierung des Ohr läppchens weitgehend linear anzeigt, so daß sich die erhaltene Kurve nicht wesentlich von blutig registrierten unterscheidet ([13], S. 30).

- 2) einem Verstärker, kombiniert mit einem Einfach - Direktschreiber mit 90 mm linearer Schreibbreite. Die Meßbrücke liefert eine logarithmisierte und somit konzentrationslineare Spannung (1).

Da die Ausscheidung von Cardiogreen[®] sehr rasch vor sich geht (nach 10 Minuten sind 90 % ausgeschieden), muß der Endausschlag a des Galvanometers zu einem Zeitpunkt gemessen werden, zu dem diese Ausscheidung noch nicht ins Gewicht fällt, andererseits aber die Rezirkulationswellen vorüber sind. Dies ist in der Regel 1 Minute nach Farbstoffinjektion der Fall. Es folgt ein gleichmäßiger Abfall der Restkonzentration gegen Null (siehe Abb. 3). Für die wenigen Fälle, bei denen 1 min p. i. die Rezirkulationswellen noch deutlich waren, nahmen wir eine zeichnerische Mittelung dieser Schwankungen vor (Abb. 4).

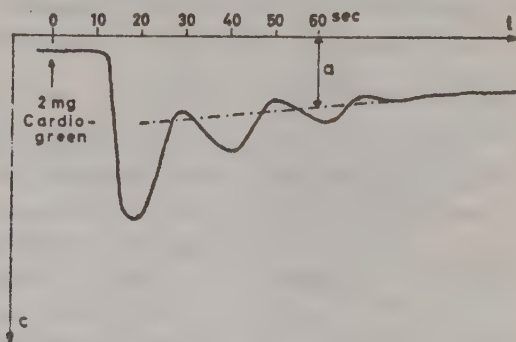


Abb. 4: Bestimmung des Endausschlags a durch zeichnerische Mittelung noch bestehender Schwankungen des Galvanometerausschlags 1 min p. i.

d) A u s w e r t u n g d e r M e s s u n g e n

Als Eichkonzentration betrachtet HEGGLIN die Endkonzentration des Farbstoffs im Plasma nach völliger Durchmischung. Die Messung hat spektrophotometrisch zu erfolgen mit Plasma, das aus einer Blutprobe unmittelbar durch Zentrifugieren gewonnen wird ([13], S. 128).

Diese Methode erfordert natürlich wieder jeweils eine Blutentnahme pro Farbstoffkurve, also eine zusätzliche Belastung für den Probanden, die uns durch folgende Überlegung vermeidbar erschien: Die Eichkonzentration (c_E) bestimmen wir nicht photometrisch, sondern *r e c h n e r i s c h* aus der injizierten Farbstoffmenge (I) und dem Plasmavolumen (V_P).

Da zum Zeitpunkt der Eichung der injizierte Farbstoff über das gesamte Plasmavolumen verteilt ist, beträgt die Eichkonzentration

$$c_E = \frac{I}{V_P} \qquad (II)$$

Da wir das Plasmavolumen nicht kennen, berechnen wir es mit Hilfe des korrigierten Hämatokrits aus einer zu Beginn des Versuchs erfolgten Blutvolumenbestimmung mittels ^{131}J - Albumin im Volemetron[®] (21).

Die Definition des Hämatokrits ist:

$$\frac{V_{\text{Blut}}}{V_{\text{Plasma}}} = \frac{100}{(100 - HK_{\text{korrr}})} \quad (\text{III})$$

$$V_{\text{Plasma}} = \frac{V_{\text{Blut}} (100 - HK_{\text{korrr}})}{100} \quad (\text{IV})$$

in Formel II eingesetzt:

$$c_E = \frac{I \cdot 100}{V_B \cdot (100 - HK_{\text{korrr}})} \quad (\text{V})$$

in Formel I eingesetzt:

$$HMV = \frac{60 \cdot I \cdot a \cdot 100}{\int_{\text{cdt}} \frac{I \cdot 100}{V_B \cdot (100 - HK_{\text{korrr}})} \cdot (100 - HK_{\text{korrr}})} \quad (\text{VI})$$

oder gekürzt:

$$HMV = \frac{60 \cdot a \cdot V_B}{\int_{\text{cdt}}} \quad (\text{VII})$$

Dieser Weg zur Herzminutenvolumenbestimmung hat vor allem den Vorteil, daß er für den Probanden weniger belastend ist als HEGGLINs Modifikation oder gar HAMILTONs Originalmethode.

Neben dem Herzminutenvolumen wurde aus jeder Farbstoffverdünnungskurve noch die Erscheinungszeit (Arm - Ohr - Zeit) bestimmt. Dazu siehe Anhang Tabelle 6.

Eine Original - Farbstoffverdünnungskurve aus unserer Versuchsreihe findet sich im Anhang (Abb. 11).

II Sphygmographische Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE

Diese von Ph. BROEMSER und O. RANKE 1930 inaugurierte Methode war in Tierversuchen entwickelt worden (3). Sie wurde später weiterentwickelt und für die Anwendung am Menschen modifiziert (2, 4).

Für unsere Versuchsreihe bedienten wir uns der Beschreibung durch H. LINKE (16) und S. MEINERS (17). Die Formel zur Herzschlagvolumenbestimmung lautet:

$$V_S = \frac{Q \cdot p \cdot S \cdot T}{2 \cdot c \cdot D} \quad (\text{ ml }), \quad (\text{ VIII })$$

wobei

Q = Aortenquerschnitt (cm^2)

p = Blutdruckamplitude (mm Hg)

T = Pulsperiodendauer (sec)

S = Systolendauer (sec)

D = Diastolendauer (sec)

c = Pulswellengeschwindigkeit (cm/sec)

bedeuten.

Den Aortenquerschnitt entnahmen wir einer graphischen Darstellung von WEZLER und BÖGER (20) nach Tabellen von SUTER, wo er in Abhängigkeit vom Alter des Probanden aufgetragen ist.

Die Pulsperiodendauer wurde bestimmt durch Ausmessen der Abstände dreier R - Zacken im EKG und Division dieses Wertes durch 3.

Als Systolendauer betrachteten wir in Ermangelung einer Herzschallschreibung vereinfachend die Austreibungszeit. Sie wurde an der Carotispulskurve gemessen, und zwar vom Beginn des Steilanstiegs bis zur Incisur (Abb. 6)
Die Diastolendauer ergab sich dann als Differenz von T und S.

Zur Beurteilung der Pulswellengeschwindigkeit waren außer der Registrierung der Carotispulskurve noch die Femoralispulskurve und die Bestimmung der Länge des arteriellen Windkessels Δs durchzuführen. Letztere wurde mit dem Bandmaß ausgemessen nach dem Schema

$$\Delta s = b - a, \quad (IX)$$

wobei

b = Strecke Jugulum $\rightarrow$ Nabel $\rightarrow$ Femoralispulsabnahmestelle und

a = Carotispulsabnahmestelle $\rightarrow$ Jugulum

bedeuten.

Die synchrone Carotis - Femoralis - Pulsregistrierung ergab durch Messung des Abstandes beider Fußpunkte die Pulswellenlaufzeit Δt .
Danach war die Pulswellengeschwindigkeit

$$c = \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (\text{ cm/sec }). \quad (X)$$

Zur Verwendung kamen in unserer Versuchsreihe Kondensator - Pulsmikrophöne nach BOUCKE - BRECHT und zur Registrierung der Vierfach-Direktschreiber MR76 "Multiscriptor" der Firma HELIGE.

Die angegebene Methodik erlaubt es, folgende Kreislaufgrößen simultan mitzubestimmen:

- 1) Den mittleren arteriellen Blutdruck p_m (mm Hg) nach einer Formel von WEZLER (16):

$$p_m = p_{diast.} + 0,43 \cdot \Delta p \quad (XI)$$

- 2) Den Volumen - Elastizitätskoeffizienten oder "elastischen Widerstand" (2) E' (dyn · cm⁻⁵) nach der Formel

$$E' = \frac{2 \cdot \zeta \cdot c}{Q \cdot S} \quad (XII)$$

wobei $\zeta = 1,06$ die Viskositätskonstante des Blutes bedeutet.

- 3) Den peripheren Widerstand W (dyn · sec · cm⁻⁵) nach der Formel

$$W = \frac{1,33 \cdot p_m \cdot T}{V_S} \quad (XIII)$$

- 4) Die Herzarbeit

$$HA = 1,33 \cdot V_S \cdot p_m \text{ (g · cm)} \quad (XIV)$$

- 5) Die Herzleistung

$$HL = \frac{1,33 \cdot V_S \cdot p_m}{T} \text{ (g · cm · sec}^{-1} \text{)} \quad (XV)$$

Diese Berechnungen werden im Anhang mitgeteilt.

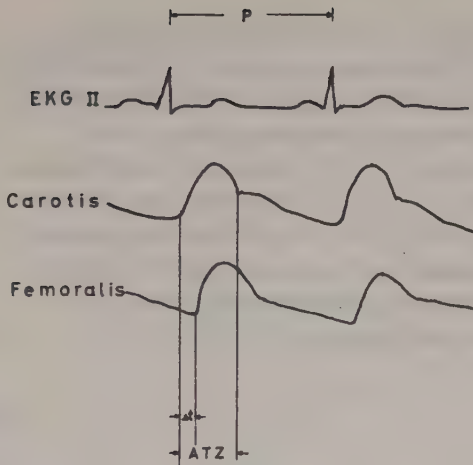


Abb. 6: Darstellung der Pulsperiodendauer P , der Austreibungszeit ATZ und der Verschiebung der Femoralispulskurve gegenüber der Carotispulskurve um Δt .

Eine Originalkurve aus der Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE findet sich im Anhang (Abb. 12).

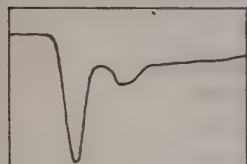
III Venendruckmessung

Zur Manometrie des Venendrucks bedienen wir uns der Anordnung, wie sie V. FEURSTEIN (6) für wiederholte oder kontinuierliche Venendruckmessungen vorgeschlagen hat:

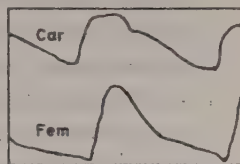
Ein in cm geeichtes U - Rohr ist über einen Dreiwegehahn mit einer intravenösen Verweilkanüle gekoppelt. Zum Auffüllen des Systems nach jeder Messung dient der zweite Zufluß des Dreiwegehahns, an den eine Lävulose - Infusion angeschlossen ist.

Schema der Versuchsanordnung

Registrierung der
Farbstoffverdünnungskurve



Registrierung von
Carotis- u. Femoralis-
pulskurve.



Narkose-
gerät

Ohreinheit

Carotispulstaster

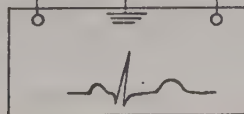
Manschette
u. Stethoskop
zur Blutdruck-
messung

Verweilkanüle mit
Dreiwegehahn für Farb-
stoffinjektion u. Infusion
zum Nachspülen

Femoralispulstaster

Venendruck-
messung

Registrierung des Kontroll-EKG
simultan zu den Pulskurven



IV Versuchsdurchführung

Der Versuchsaufbau ist in Abb. 8 dargestellt. Zunächst wurde an jedem Arm eine Cubitalvene punktiert und eine Verweilkanüle (Braunkanüle[®]) eingeführt, rechts zur Registrierung des Venendrucks, links mit Dreiwegehahn für Farbstoffinjektion und Nachspülung mit Lävulose zum schnelleren Abtransport des Farbstoffs vom Injektionsort.

Dann wurde eine ^{131}J - Dosis injiziert zur Bestimmung des Blutvolumens im Volemetron (21). Anschließend konnte sich der Proband entspannen, während noch verschiedene Vorbereitungen getroffen wurden:

Zur Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE wurden der Windkessel ausgemessen, die Pulstaster über dem trigonum caroticum und unterhalb des Leistenbandes fixiert sowie EKG - und Pulsschreibung an das Cardioskop angeschlossen.

Für die Farbstoffmethode hyperämisierten wir ein Ohr läppchen mit Finalgon[®], setzten die Ohreinheit auf und prüften die Meßbrücke (Aufheizen und Nullabgleich).

Etwa 15 Minuten vor Narkosebeginn erhielt der Proband als Praemedikation 0,5 mg Atropin i. v. Nach 5 Minuten führten wir je eine Registrierung nach BROEMSER - RANKE und Farbstoffmethode im Wachzustand und in Rückenlage durch.

Eingeleitet wurde die Narkose durch eine Dosis des neuen intravenösen Anästhetikums Ci 581, dessen Wirkungen auf das cardiovascular System mit denselben Methoden untersucht wurden (7).

10 Minuten nach Ci 581 begannen wir die
Halothan - Lachgas - Sauerstoff - Narkose,
wie üblich zunächst in der Dosierung

2 Vol% Halothan

2 l/min O_2 und

4 l/min N_2O ,

später mit

0,5 - 1,0 Vol% Halothan

1 l/min O_2 und

2 l/min N_2O .

Blutdruck - und Pulskontrolle alle 5 Minuten,
den Venendruck lasen wir bei jeder Messung
ab. Nachdem der Proband einen "steady state"
in der Narkose erreicht hatte (2. Stufe des
III. Stadiums), lief das Versuchsprogramm
wie folgt ab (siehe Abb. 9):

Der Proband wird in die entsprechende Lagerung
gebracht.

10 Minuten Adaptation des Kreislaufs.

Messung:

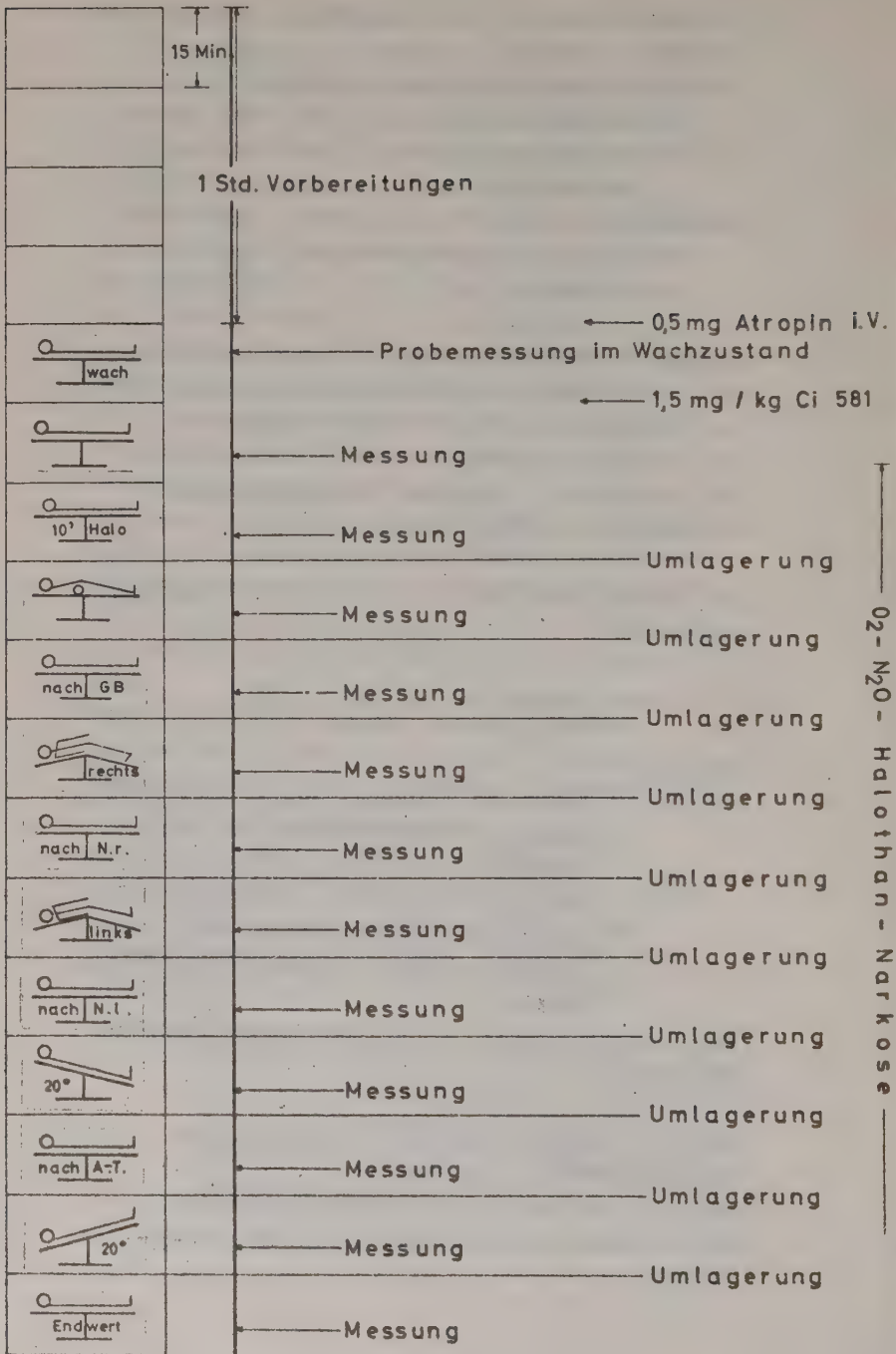
- 1) Blutdruck, venöser Druck, Pulsfrequenz..
- 2) Simultane Registrierung von EKG,
Carotis - und Femoralispulskurve zur
Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE.
- 3) Injektion von 2 mg Cardiogreen und
Registrierung der Farbstoffverdünnungs-
kurve.

Der Proband wird in die nächstfolgende Lagerung
gebracht.

Nach der letzten Lagerung (Ruhelage nach
TRENDELENBURG - Lagerung):

Absetzen der Narkotika, reiner Sauerstoff.

Die Probanden konnten nach 2 Std. die Klinik ver-
lassen.



VERWENDETE STATISTISCHE METHODEN

I) Zunächst werden in tabellarischer Übersicht Mittelwerte und Standardabweichungen der Ergebnisse beider Methoden gegenübergestellt. (Tab. 2)
Dabei errechnet sich der Mittelwert $\bar{x}$ nach der Formel

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 \dots + x_n}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (\text{XVI})$$

und die Standardabweichung s nach der Formel

$$s = \sqrt{\frac{s_{xx}}{n - 1}}, \quad (\text{XVII})$$

wobei

$$s_{xx} = \sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{1}{n} \cdot \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2 \quad (\text{XVIII})$$

und

n = Zahl der Einzelmessungen
bedeuten.

Die Standardabweichung ist ein Maß für die Schwankungen der Einzelwerte um den Mittelwert.

II) In einem Korrelationsdiagramm werden die Einzelmessungen des Herzminutenvolumens von allen 9 Versuchspersonen in Ruhelage (wach) einschließlich des Mittelwerts dargestellt.

III) Zur Beantwortung der Frage, ob auf Grund eines bestimmten Untersuchungsmaterials (Kreislaufuntersuchungen an 9 Studenten in Narkose) eine Hypothese (die Lagerung auf dem Operationstisch beeinflusst das cardio-vaskuläre System) aufrechtzuerhalten oder zu verwerfen ist, bedient man sich verschiedener statistischer Tests. Besteht zwischen 2 Versuchsreihen der behauptete Unterschied, so ist die sog. Nullhypothese zu verwerfen zu Gunsten der sog. Alternativhypothese. Im vorliegenden Fall sind die Beobachtungsreihen einander paarweise zugeordnet: An derselben Person liegen jeweils 2 zu vergleichende Messungen vor (z. B. Ruhemeßwert im Vergleich zum Meßwert bei hochgeschobener Gallenbank). Deshalb ist der sog. t - Test im paarweisen Vergleich (KOLLER 1956) das geeignete statistische Verfahren (14). Die dabei zu bestimmende Prüfgröße t ist definiert als

$$t = \frac{\bar{d}}{s_{\bar{d}}}, \quad (\text{ XIX })$$

wobei

$\bar{d}$ = Mittelwert der Differenzen aller Vergleichspaare

und

$$s_{\bar{d}} = \sqrt{\frac{s_{dd}}{n \cdot (n - 1)}} \quad (\text{ XX })$$

$$= \sqrt{\frac{d^2 - \frac{(\sum d)^2}{n}}{n \cdot (n - 1)}} \quad (XXI)$$

bedeuten.

Praktisch bedient man sich zur t - Berechnung eines Vordrucks; das Beispiel einer solchen Berechnung findet sich im Anhang (Tab. 8).

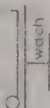
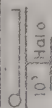
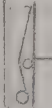
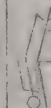
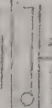
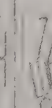
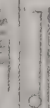
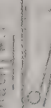
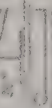
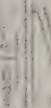
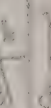
Die Prüfgröße t folgt einer t - Verteilung mit $n - 1$ Freiheitsgraden, da die Varianz geschätzt werden muß und unabhängig vom Mittelwert variiert. Erreicht oder überschreitet t eine bestimmte Höhe, die aus der STUDENT - Tabelle für 1 % Irrtumswahrscheinlichkeit und $n - 1$ Freiheitsgrade (n = Zahl der Probanden) entnommen wird, so bezeichnen wir das Ergebnis als statistisch signifikant (8). Das bedeutet, daß ein Mittelwertsunterschied so groß wie der beobachtete in weniger als 1 % der Fälle rein zufällig vorkommt. Trifft dasselbe für 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit zu, so nennen wir den betreffenden Wert auffällig.

ERGEBNISSE

I) Tabellarische Übersicht über Fallzahl (n),
Durchschnittswerte ($\bar{x}$) und Standardabweichungen (s) der Herzminutenvolumina nach
BROEMSER - RANKE und nach der Farbstoffmethode (siehe Tab. 2).

Bis auf einen Wert liegen die Ergebnisse
der Farbstoffmethode höher als die nach
BROEMSER - RANKE gewonnenen.

Tab. 2:

	Herzminutenvol. nach Farbst. Meth.			Herzminutenvol. n. BROEMSER-RANKE		
	n	$\bar{x}$	s	n	Durchschnittswert l/min	s
	9	4,94	0,92	9	3,86	0,87
	9	4,93	1,09	9	3,68	1,18
	8	4,80	0,73	9	4,09	0,89
	9	4,26	1,08	9	3,15	0,95
	5	4,23	1,16	5	4,53	2,51
	8	4,22	0,96	8	3,16	1,19
	6	4,46	1,59	8	3,55	1,49
	7	4,54	0,88	7	3,29	0,73
	6	4,58	1,56	5	3,69	1,26
	7	5,26	1,57	7	3,98	1,22
	5	4,94	1,33	6	4,61	1,78

II) Korrelationsdiagramm der Methoden

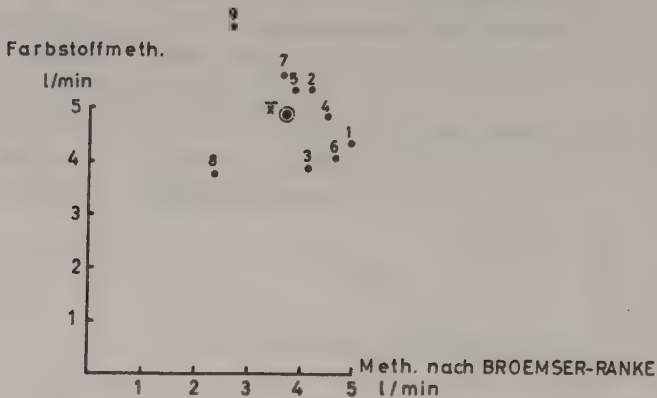


Abb. 10: Korrelation zwischen beiden Methoden, dargestellt anhand der HMV - Messungen in Ruhelage (wach) an allen 9 Versuchspersonen. $\bar{x}$: Mittelwert. Wegen der geringen Fallzahl wird auf die Berechnung des Korrelationskoeffizienten verzichtet.

Würden beide Methoden gleich große Herzminutenvolumina liefern, so lägen alle Punkte auf einer Geraden, nämlich der Winkelhalbierenden der beiden Koordinaten. Die Verschiebung der meisten Werte nach oberhalb der Winkelhalbierenden zeigt, daß die Farbstoffmethode relativ höhere Werte liefert als die sphygmographische.

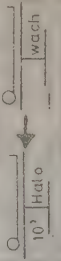
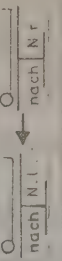
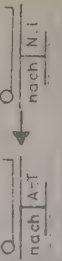
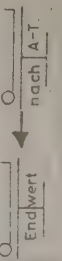
III) t - Tests im paarweisen Vergleich

a) Vergleich der Ruhelagen

Im Rahmen der statistischen Tests wird zuerst untersucht, ob es zwischen den einzelnen Ruhelagen, in die der Proband während des Versuchs immer wieder gebracht wird, statistisch nachweisbare Unterschiede gibt. Wir vergleichen dazu die verschiedenen Meß- und Berechnungsergebnisse von jeweils 2 Ruhelagen (Tab. 3).

Aus dem Vergleich der gewonnenen t - Werte mit der t - Tabelle der STUDENT - Verteilung ergibt sich, daß zwar 5 davon definitionsgemäß "statistisch auffällig" sind, aber nur einer einen mehr als zufälligen Mittelwertsunterschied zeigt: Die Zunahme des Venendrucks in der Position "nach 10 Minuten Halothan - Narkose" gegenüber "Ruhelage wach" ist damit anzunehmen. Im Übrigen läßt die Testserie keinen Einfluß der Narkose und ihrer Dauer auf die Variablen erkennen.

Tab. 3: Vergleich der einzelnen Ruhelagen mit Hilfe des t - Tests im paarweisen Vergleich

schraffiert: signifikant (P<0,01) ⊗ : auffällig (P<0,05)							
arterieller Mitteldruck		$\bar{d}$	-1,70	+1,37	-9,10	-0,08	+3,60
		n	9	6	5	5	5
		t	0,34	0,23	3,43 [⊗]	0,04	1,53
venöser Druck		$\bar{d}$	+3,64	-2,80	+0,50	-1,60	-1,60
		n	7	5	5	5	5
		t	3,71	2,01	0,39	1,84	2,08
Frequenz		$\bar{d}$	-4,56	+5,17	+1,40	-4,80	+9,60
		n	9	6	5	5	5
		t	2,20	1,31	1,20	1,61	3,01 [⊗]
Herzminutenvolumen (BROEMSER-RANKE)		$\bar{d}$	-0,18	+1,36	-0,42	-0,42	+1,07
		n	9	6	5	5	5
		t	0,53	1,84	0,31	1,31	1,30
Schlagvolumen (BROEMSER-RANKE)		$\bar{d}$	+9,72	+15,85			
		n	9	6			
		t	0,87	1,86			
Herzarbeit (BROEMSER-RANKE)		$\bar{d}$	-41,11	+1808			
		n	9	6			
		t	0,07	1,40			
Farbstoffmethode	Herzminuten- volumen.	$\bar{d}$	-0,01	+0,09	-0,81	+0,78	+1,77
		n	9	5	3	3	3
		t	0,02	0,16	2,08	1,18	2,68
	Schlag- volumen	$\bar{d}$	+5,87	-1,78			
		n	9	5			
		t	0,82	0,27			
	Herzmin. Vol. pro Oberfläche	$\bar{d}$	-0,13	+0,06			
		n	9	5			
		t	0,50	0,21			
	Herzarbeit	$\bar{d}$	+367	-463			
		n	9	5			
		t	0,39	0,42			

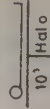
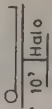
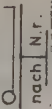
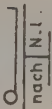
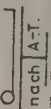
b) Vergleich der Speziallagerungen mit
den vorausgehenden Ruhelagerungen

Jetzt vergleichen wir anhand derselben Variablen die einzelnen Ruhelagen mit den darauffolgenden Speziallagerungen (Tab. 4)

Auch hier erreicht die Maßzahl t nur in einem Falle eine Höhe, die beweisend ist für eine Veränderung von einer Ruhelage zur nachfolgenden Speziallagerung: Der Venendruck in "Nierenlage links" ist gegenüber der vorausgehenden Ruhelage deutlich erhöht. Auffallende Veränderungen des Venendrucks finden wir in 3 weiteren Speziallagerungen.

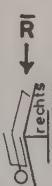
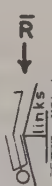
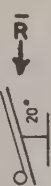
Außerdem ist noch die Abnahme der Herzarbeit in "Nierenlage rechts" auffallend.

Tab. 4: Vergleich der einzelnen Speziallagerungen mit der jeweils vorausgehenden Ruhelage anhand des t - Tests im paarweisen Vergleich.

schraffiert: signifikant (P < 0,01) ⊗ : auffällig (P < 0,05)							
arterieller Mitteldruck	$\bar{d}$	+1,42	-2,34	+7,30	-1,30	+4,50	
	n	9	9	5	7	5	
	t	0,52	0,62	1,95	1,32	0,51	
venöser Druck	$\bar{d}$	+7,28	+7,67	+18,80	-4,83	+6,50	
	n	6	7	5	6	5	
	t	1,72	3,09 [⊗]	7,15	3,08 [⊗]	3,19 [⊗]	
Frequenz	$\bar{d}$	-0,67	+2,11	+2,60	+0,57	-0,80	
	n	9	9	5	7	5	
	t	0,21	0,70	1,28	0,73	0,52	
BROEMSER-RANKE	Herzminuten- volumen	$\bar{d}$	+0,41	-0,52	-0,96	-0,46	+ 0,22
		n	9	9	5	7	5
		t	1,14	1,86	1,88	2,10	0,76
	Schlagvolumen	$\bar{d}$	+13,52	-7,66	-16,46	-8,39	+5,72
		n	9	9	5	7	5
		t	1,55	1,84	2,15	1,25	0,66
	Herzarbeit	$\bar{d}$	+834	-1220	-1534	-1115	+ 672
		n	9	9	5	7	5
		t	1,66	2,80 [⊗]	2,40	1,48	0,66
Farbstoffmethode	Herzminuten- volumen	$\bar{d}$	-0,16	-0,66	+0,004	-0,07	+0,33
		n	8	9	5	5	4
		t	0,36	1,27	0,008	0,08	0,89
	Schlagvolumen	$\bar{d}$	+1,61	-9,66	-2,50	-6,12	+6,85
		n	8	9	5	5	4
		t	0,25	1,20	0,38	0,45	0,89
	Herzmin. Vol. pro Oberfläche	$\bar{d}$	-0,08	-0,34	+0,01	-0,04	+0,17
		n	8	9	5	5	4
		t	0,36	1,31	0,04	0,08	0,85
	Herzarbeit	$\bar{d}$	-1376	-1458	+182	-940	+1035
		n	9	9	5	5	4
		t	1,62	1,20	0,24	0,54	1,11

c) Vergleich der Speziallagerungen mit einem Ruhemittelwert

Da - wie beim Vergleich der Ruhelagen nachgewiesen - die Narkosedauer keinen erkennbaren Einfluß auf Pulsfrequenz, Herzschlagvolumen und "cardiac index" hat, ist es möglich, die Speziallagerungen mit einem **R u h e m i t t e l w e r t $\bar{R}$** zu vergleichen. Er wird erhalten, indem man für jeden Probanden die Summe der Ruheeinzelwerte durch die Zahl der Ruhelagen dividiert. Bei dieser Anordnung des t - Tests kann kein Einfluß der Speziallagerungen auf wichtige Variable des Kreislaufs nachgewiesen werden.

							
Frequenz		$\bar{d}$	+1,22	+2,78	0	+0,14	-2,00
		n	9	9	8	7	7
		t	0,40	1,34		0,15	0,83
Farbstoff- methode	Schlagvolumen	$\bar{d}$	+3,06	-7,61	-4,91	-2,09	+11,47
		n	8	9	8	7	7
		t	0,45	0,80	1,15	0,29	2,33
	Herzmin. Vol. pro Oberfläche	$\bar{d}$	+0,01	-0,24	-0,17	-0,07	+0,33
		n	8	9	8	7	7
		t	0,05	0,83	1,13	0,32	1,57

Tab. 5: Vergleich der einzelnen Speziallagerungen mit einem Mittelwert aus allen Ruhemessungen ($\bar{R}$)

d) Vergleich der Herzminutenvolumina beider
Methoden in "Ruhelage wach"

Um mit Hilfe statistischer Berechnungen auch einen Methodenvergleich durchzuführen, werden schließlich die Herzminutenvolumina nach BROEMSER - RANKE denen nach der Farbstoffmethode mittels t - Test im paarweisen Vergleich gegenübergestellt. Dies geschieht nur für die in Position "Ruhelage wach" gemessenen Herzminutenvolumina.

Der erhaltene t - Wert bleibt mit 2,25
(bei $n = 9$ und $d = + 1,08$) im Bereich des Zufalls.

DISKUSSION

Nach dem Versuchsschema waren an jedem Probanden 12 Herzminutenvolumenbestimmungen nach der Farbstoffmethode und 12 nach der sphymographischen Methode durchzuführen, an 9 Probanden also insgesamt 216 Herzminutenvolumenbestimmungen. Davon waren 53 Messungen für die Auswertung unbrauchbar, das sind 24,6 %.

Von den 108 durchzuführenden Venendruckmessungen waren 35 unbrauchbar, das ist fast ein Drittel.

Dieser auffallend hohe Prozentsatz fehlender Meßwerte hat zwei Gründe:

- 1) Die Umlagerung des narkotisierten Probanden dauerte oft länger, als im Versuchsplan vorgesehen. Mit Rücksicht auf den Probanden wurde deshalb auf einige Meßwerte verzichtet zu Gunsten eines zügigen Versuchsablaufs.
- 2) Während des Versuchs traten wiederholt Störungen an den Geräten auf, die im Einzelnen aus der folgenden Kritik der Methoden zu ersehen sind.

I) Zur sphygmographischen Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE

Gegen die Anwendung sphygmographischer Methoden zur Kreislaufanalyse am Menschen sind verschiedene Einwände zu machen ([16], S. 168). Vor allem ist darauf hinzuweisen, daß die am Modell und im Tierversuch unter anderen Voraussetzungen gewonnenen Erkenntnisse (3) sich am Menschen nicht in der gleichen, vereinfachten Weise (blutige Druckmessung, Messung des Aortenquerschnitts und der Windkessellänge am getöteten Tier) wiederholen lassen. ZISSLER (23) hat die mögliche Fehlerbreite der Methode untersucht und gab eine extreme Fehlermöglichkeit für das Schlagvolumen von 20 - 30 % an Hierbei sollen

2% auf die Längenmessungen

10% auf die Pulswellengeschwindigkeit

10% auf den Aortenquerschnitt und

20% auf die Blutdruckamplitude

entfallen.

Von RANKE selbst (18) ist daher mit Recht vor einer kritiklosen Anwendung dieser Methode gewarnt worden.

Besonders der Aortenquerschnitt ist bei unseren Berechnungen nur als grober Annäherungswert zu betrachten, da er nach den Tabellen von SUTER ja nur vom Lebensalter des Probanden abhängig ist. Zur Messung der Windkessellänge ist hinzuzufügen, daß wir durch die verschiedenen Umlagerungen (besonders Nierenlage) wiederholt gezwungen waren, den Femoralispulstaster am contralateralen Oberschenkel zu fixieren.

Aus diesen Gründen ist die sphygmographische Kreislaufanalyse mehr zur qualitativen als zur quantitativen Beurteilung von Kreislaufveränderungen geeignet.

II) Zur Farbstoffverdünnungsmethode

Nach HEGGLINS Methode der Herzminutenvolumenbestimmung (Formel I) hängt die Genauigkeit der Ergebnisse wesentlich ab von der Genauigkeit von injizierter Farbstoffmenge, Eichkonzentration, Fläche unter der Primärkurve und des Endausschlags nach Durchmischung.

Durch unsere Modifikation (Formel VII) sind außer dem Blutvolumen nur noch die Fläche unter der Primärkurve und der Endausschlag wesentlich. So kommt es darauf an, die beschriebene Extrapolation der Primärkurve und die Planimetrierung möglichst sorgfältig durchzuführen, sowie die Messung von a immer an genau derselben Stelle vorzunehmen (1 min p. i.).

Die Blutvolumenbestimmung beruht auf einer Markierung des Plasmaraumes mit ^{131}J - Albumin (21). Da das Plasmavolumen weniger scharf definiert ist als das Erythrocytenvolumen, ist diese Blutvolumenbestimmung nicht genau.

Der Aufwand für eine genauere Blutvolumenbestimmung mittels zweier Indikatoren (einer für das Plasma - und einer für das Erythrocytenvolumen) schien jedoch nicht gerechtfertigt ([13], S. 86).

Das Wiederauftreten derjenigen Farbstoffteilchen, die den Kreislauf auf dem kürzesten Weg durchlaufen haben, die sog. frühe Rezirkulation, kann theoretisch den Ablauf des Verdünnungsschenkels beeinflussen. ([13], S. 118).

Nach Untersuchungen von GERST, TAYLOR und

PETERSOHN (7) sind die so frühzeitig rezirkulierenden Indikatormengen aber klein und können vernachlässigt werden.

Auch durch elektronische Nullliniendrift des Galvanometers traten wiederholt Störungen des Endausschlags der Farbstoffverdünnungskurve auf, welche durch vorübergehendes Abschalten des Instruments beseitigt wurden.

Obwohl nach jeder Farbstoffinjektion mit einer Infusionsflüssigkeit nachgespült wurde, kam es vereinzelt zu Verzögerungen des Abtransports von Cardiogreen[®] zentralwärts. Es resultierten verlängerte Arm - Ohr - Zeiten und abgeflachte Farbstoffverdünnungskurven. Diese wurden nicht ausgewertet.

Schließlich muß noch darauf verwiesen werden, daß die von uns durchgeführte rechnerische Bestimmung der Eichkonzentration (Formel II) insofern ungenau ist, als zum Zeitpunkt der Eichung in Wirklichkeit nicht das gesamte Plasmavolumen gleichmäßig mit der gesamten injizierten Farbstoffmenge markiert ist, da

- 1) unmittelbar bei der ersten Passage der Leber die Ausscheidung von Cardiogreen beginnt ([13], S. 17),
- 2) die intraarterielle Mischung erst dann vollständig abgeschlossen ist, wenn vom Galvanometer keine Rezirkulationen mehr registriert werden und
- 3) die Konzentration des Indikators nach Untersuchungen von HEGGLIN mit T - 1824

im venösen Blut erst 3 - 10 min
p. i. derjenigen im arteriellen
gleichkommt ([13], S. 79).
Erst dann ist der Konzentrationsab-
fall nur noch eine Funktion der
Elimination.

Trotz dieses zusätzlichen Fehlerrisikos dürften
die technischen Fehlergrenzen unserer Modifika-
tion im Bereich derjenigen von HEGGLINs Methode
liegen: Er beziffert sie mit 10 bis 15 %
([13], S. 114).

Gegenüber den 20 bis 30 % (ZISSLER , [23])
der BROEMSER - RANKEschen Methode bedeutet dies
doch eine größere Meßgenauigkeit, weshalb wir
bei der Bewertung der Ergebnisse auch der Farb-
stoffmethode den Vorrang gaben.

III) Zur Methode der Venendruckmessung

Die Manometrie des Venendrucks ist dadurch belastet, daß durch die Umlagerungen eine mehrmalige Einjustierung der Apparatur auf das Niveau des rechten Vorhofs nötig wurde.

Außerdem muß darauf hingewiesen werden, daß zwischen den Positionen "Ruhelage wach" und "nach 10 min Halothan - Narkose" die Ci 581 - Injektion und der Beginn der O_2 - N_2O - Halothan - Narkose liegen, was möglicherweise die unter "nach 10 min Halothan - Narkose" gemessenen Venendruckwerte beeinflusst.

Jedenfalls ist aus den gewonnenen Venendruckwerten ersichtlich, daß der Venendruck als "Parameter für die Füllung des extraarteriellen Kreislaufschenkels" (FEURSTEIN, [6]) zu den empfindlichsten Variablen des Kreislaufs gehört, was eine kontinuierliche Venendruckmessung während ausgedehnter operativer Eingriffe lohnend erscheinen läßt.

SCHLUSSFOLGERUNG

Trotz der Kritik, die an den Methoden zu üben ist, liefert die Versuchsreihe doch ein eindeutiges Ergebnis:

Eine statistisch signifikante Beeinträchtigung des cardiovascularen Systems durch verschiedene Speziallagerungen während einer tiefen Halothannarkose ist bei den 9 gesunden Probanden nicht feststellbar. Die Kreislaufgrößen arterieller Mitteldruck, Pulsfrequenz sowie die nach 2 verschiedenen Methoden berechneten Werte für Herzschlagvolumen, Herzminutenvolumen, "cardiac Index" und Herzarbeit werden nicht erkennbar beeinflusst. Lediglich der Venendruck erfährt eine deutliche Steigerung in "nach 10 min Halothannarkose" und in "Nierenlage links" gegenüber den vorausgehenden Lagerungen.

Die Behauptung von BUEBELMANN (5), daß eine tiefe Narkose im Zusammenhang mit einer "unphysiologischen" Lagerung schon ausreicht, um die Funktion des cardiovascularen Systems einzuschränken, konnte bei unseren Untersuchungen nicht bestätigt werden.

Für weiter in diese Richtung zielende Untersuchungen wären 2 Forderungen zu erheben:

- 1) Der Proband muß länger in der betreffenden Speziallagerung verbleiben.
- 2) Die Untersuchung ist an einer größeren Zahl von Probanden durchzuführen.

ZUSAMMENFASSUNG

An 9 gesunden männlichen Studenten wurden in $O_2 - N_2O$ - Halothannarkose nacheinander 5 verschiedene Speziallagerungen durchgeführt: Hochgeschobene Gallenbank, Nierenlage rechts, Nierenlage links, TRENDELENBURG - Lagerung und Anti - TRENDELENBURG - Lagerung. Zwischen 2 Speziallagerungen war jeweils ein kurzer Zeitraum in Rückenlage. Nachdem sich der Kreislauf an jede dieser Lagerungen etwa 10 Minuten lang adaptiert hatte, wurden Kreislaufuntersuchungen angestellt. Außer Blutdruck-, Pulsfrequenz- und Venendruckmessungen wurden mit der Indikatorverdünnungsmethode nach STEWART - HAMILTON das Herzminutenvolumen und mit der physikalischen Kreislaufanalyse nach BROEMSER - RANKE Schlagvolumen, Minutenvolumen, "cardiac index", sog. elastischer Widerstand, peripherer Widerstand, Herzarbeit und Herzleistung berechnet. Mit Hilfe des t - Tests bei paarweiser Anordnung wurden Ruhe - und Speziallagerungen einander gegenübergestellt. Dabei zeigte sich, daß die Speziallagerungen keinen nachweisbaren depressiven Einfluß auf die Funktion des kardiovaskulären Systems haben. Der Venendruck erwies sich als die empfindlichste Variable bei der Beobachtung von lagerungsbedingten Kreislaufveränderungen.

LITERATUR

- 1 ATLAS - Werke A.-G., Broschüre Nr.
AN 80 24 BA, Bremen.
- 2 BROEMSER, Ph.: Beitrag zur Windkessel-
theorie des Kreislaufs. Zschr. Biol.
93 (1933), S. 149 - 163.
- 3 BROEMSER, Ph. und O. RANKE: Über die Mes-
sung des Schlagvolumens des Herzens auf
unblutigem Weg. Zschr. Biol. 90 (1930),
S. 467 - 507.
- 4 BROEMSER, Ph. und O. RANKE: Die physikali-
sche Bestimmung des Schlagvolumens des
Herzens. Zschr. Kreisl.forsch. 25 (1933),
S. 11 - 21.
- 5 BUDELMANN, G.: Die Bedeutung der Körper-
lage für die Kreislaufregulation Narkoti-
sierter. Chirurg 11 (1963), S. 519 - 521.
- 6 FEURSTEIN, V.: Grundlagen und Ergebnisse der
Venendruckmessung zur Prüfung des zirkulie-
renden Blutvolumens. Anaesthesie und Wie-
derbelebung 17, Berlin-Göttingen-Heidel-
berg: Springer 1965.
- 7 GAUCH, H.: Der Einfluß des Phencyclidin-
derivats CI - 581 auf das cardio-
vaskuläre System.
Med. Diss. Mainz, 1967, im Druck.
- 8 Documenta GEIGY, Sammlung wissenschaftlicher
Tabellen, Basel 1960.
- 9 GERST, P. H., C. TAYLOR, L. H. PETERSON:
Indicator recirculation as a limiting
factor of indicator dilution techniques.
Amer. J. Physiol. 189 (1957), S. 191.

- 10 GROSS, R. E., R. MITTERMAIER: Untersuchungen über das Minutenvolumen des Herzens. Pflügers Arch. Physiol. 212 (1936), S.191.
- 11 HAMILTON, W. F., J. W. MOORE, J. M. KINSMAN, R. G. SPURLING: Simultaneous determination of the greater and lesser circulation times, of the mean velocity of blood flow through the heart and lungs, of the cardiac output and an approximation of the amount of blood actively circulating in the heart and lungs. Amer. J. Physiol. 85 (1928), S. 377.
- 12 HAMILTON, W. F., J. W. MOORE, J. H. KINGMAN, R. G. SPURLING: Studies on the circulation. IV. Further analysis of the injection method and of changes in hemodynamics under physiological and pathological conditions. Amer. J. Physiol. 99 (1931), S. 534.
- 13 HEGGLIN, R., W. RUTISHAUSER et al: Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode. Thieme, Stuttgart 1962.
- 14 KOLLER, S.: In: H. M. RAUEN: Biochemisches Taschenbuch. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1956.
- 15 KREUSCHER, H.: Die cerebrale Durchblutung und Sauerstoffaufnahme beim Hund unter Neuroleptanalgesie. Anaesthesie und Wiederbelebung 21. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1966.
- 16 LINKE, H.: Die physikalische Kreislaufanalyse. In: BLUMBERGER et al: 1. Freiburger Kolloquium über Kreislaufmessungen. Werk - Verlag Dr. E. Banaschewski, München-Gräfelfing 1958, S. 160.

- 17 MEINERS, S.: Meßmethoden zur Analyse der Herz - und Kreislaufdynamik. In: BLUMBERGER et al: 1. Freiburger Kolloquium über Kreislaufmessungen. Werk - Verlag Dr. E. Banaschewski, München - Gräfelfing 1958, S. 84.
- 18 RANKE, O. F.: Verh. Dtsch. Ges. Kreisl.-forsch., 15. Tagung, Anhang S. 1: Die Theorie der physikalischen Schlagvolumenbestimmung. Dr. Dietrich Steinkopf - Verlag, Darmstadt 1949.
- 19 STEWART, G. N.: The output of the heart. Amer. J. Physiol. 22 (1897), S. 159.
- 20 WEZLER, K.: Verh. Dtsch. Ges. Kreisl.-forsch., 15. Tagung, Anhang S. 27: Die Anwendung der physikalischen Methoden der Schlagvolumenbestimmung. Dr. Dietrich Steinkopf - Verlag, Darmstadt 1949.
- 21 WILLIAMS, J. A., und J. FINE: Measurement of blood volume with a new apparatus. New Engl. J. Med. 264 (1961), S. 842.
- 22 WOOD, E. H., J. E. GERACI: Photoelectric determination of arterial oxygen saturation in man. J. Laborat. Clin. Med. 34 (1949), S. 387.
- 23 ZISSLER, J.: Zur Anwendung des sphygmographischen Verfahrens bei der klinischen Kreislaufuntersuchung. Arch. Kreislaufforsch. 19 (1953), S. 58.

ANHANG

Abb. 11: Original - Partstoffverdünnungskurve
aus unserer Versuchsreihe

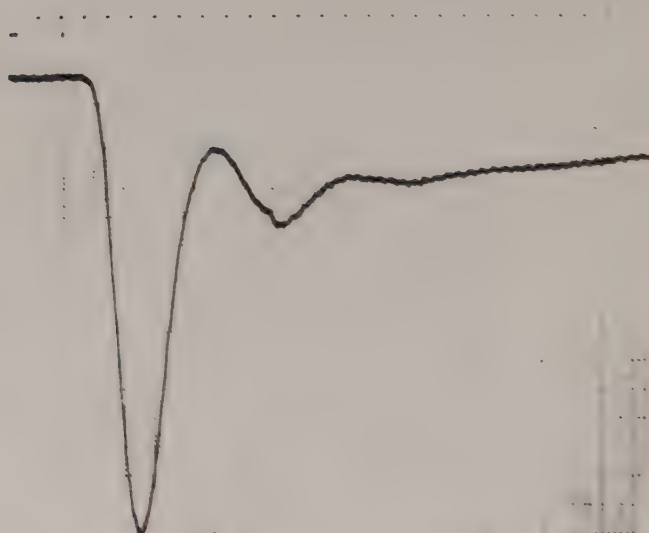
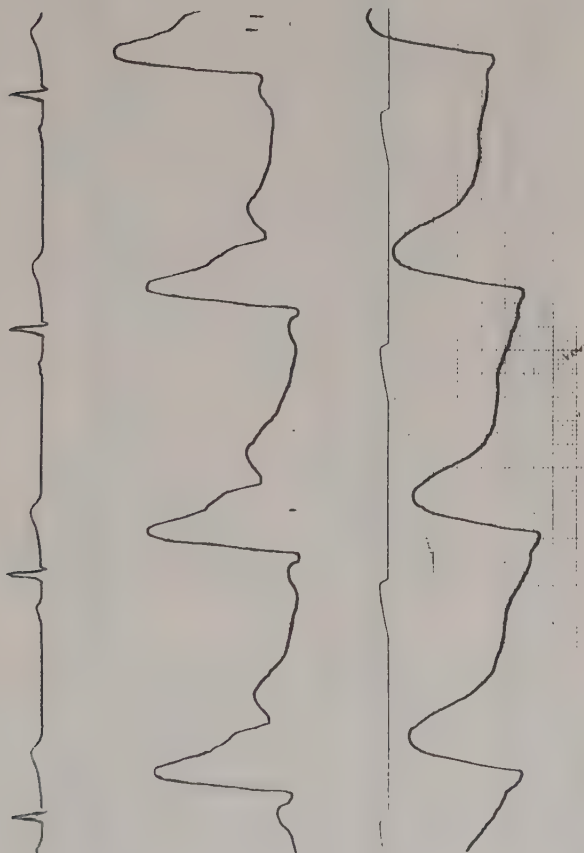


Abb. 12: Originalkurve aus der Kreislaufanalyse
nach BROMMER - RANKE



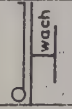
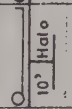
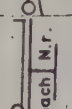
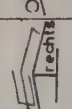
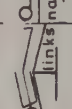
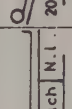
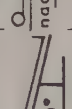
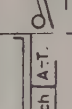
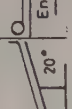
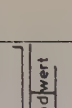
Tab. 6:

ERSCHEINUNGSZEIT (ARM - OHR - ZEIT)

Gemessen in 100 vom Beginn der Farbstofoffinjektion bis zum Erscheinen der minimalen regelbaren Farbstofoffkonzentration am Ohr

													
1	9	11	12										
2	11	10	11										
3	15	15	15										
4	11	13	15										
5	15	14	12										
6	12	11	11										
7	12	11	10										
8	17	16		15	17	16	15	14	13	12	11	10	9
9	13	16	15	17	12	14	13	12	11	10	9	8	7

Tab. 7:
HERZFREQUENZ

												
1	65	55	56		57							
2	62	61	61		58	61	60			68		
3	63	53	55		54	56	58			56		56
4	86	72	64		65	61	60		56	57		62
5	69	60	59		58	57	59		58	56		60
6	73	76	74			67						
7	92	67	65		72	69	68		61	56		80
8	63	62	86	62	64	64	68		64	62		70
9	59	61	53	63	65	64	63		62	66		78

Bearbeitet:

Gerechnet:

Datum:

Geprüft:

Lfde. Nr.: Proband

x_7 = Ruhelage wach

x_2 = nach 10 Min.

Halothannarkose

$S_{\bar{d}} = \sqrt{\frac{S_{dd}}{n(n-1)}}$	0,98
$t = \frac{\bar{d}}{S_{\bar{d}}} =$	3,71

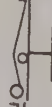
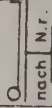
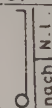
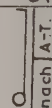
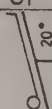
1	$\sum d$	+ 25,50
2	$\bar{d} = \frac{\sum d}{n}$	+ 3,64
3	$\sum d^2$	133,75
4	$\frac{(\sum d)^2}{n}$	92,89
	$S_{dd} = 3 - 4$	40,86

Tab. 9:
BLUTDRUCK

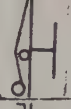
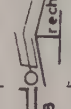
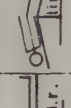
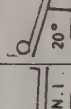
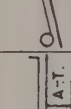
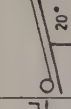
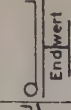
1	110/60	100/55	105/60	100/60		90/60					
2	135/80	115/75	115/70	115/70		95/70	120/80	120/75		125/65	
3	130/70	120/65	105/60	120/80		95/60	120/80	120/70		105/70	110/70
4	130/80	110/80	110/80	105/85	110/80	110/80	105/65	100/65	110/60	105/60	105/65
5	105/60	100/60	115/80	105/70	115/80	125/90	100/65	100/65	105/60	105/70	100/70
6	120/60	120/65	120/75	105/60			100/70				
7	115/80	120/85	110/80	95/60	115/70	125/80	110/60	105/60	105/60	105/65	105/70
8	105/75	105/85	125/80	90/75	115/85	110/85	115/85	105/85	110/80	105/80	110/75
9	115/75	115/75	115/70	120/85	135/80	150/100	110/75	110/70	120/80	120/80	140/85

Tab. 10:

ARTERIELLER MITTELDRUCK

								
1	77,0	74,4	79,4		77,2			
2	103,7	92,2	89,4		89,4			
3	95,8	88,6	79,4		97,2			
4	102,0	92,9	92,9		93,6	92,9	91,5	87,2
5	79,4	77,2	95,1		85,1	95,1	80,1	82,2
6	85,8	88,6	94,3		79,3			82,9
7	95,0	100,1	92,9		75,1	89,3	79,3	85,1
8	88,0	93,0	99,0	85,0	81,0	97,0	93,0	90,0
9	92,0	92,0	89,4	92,0	100,0	103,0	87,2	108,2

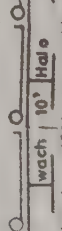
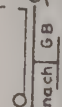
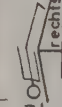
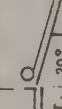
Tab. 11:
VENÖSER DRUCK

								
1	4,7		30,5	16,6				
2	9,3	12,0	24,0	10,6	8,0		9,3	
3	13,3							
4	11,5	32,0	30,0	23,0	9,0	15,0	29,5	15,5
5	6,5	33,5	23,0	37,0	11,0	12,0	16,5	11,0
6	12,0	15,0	10,0					
7	9,0	16,5	19,0	31,0	10,0	10,0	15,5	6,0
8	9,5		11,0	33,5	6,0	11,0	14,0	10,0
9	9,0	23,0	17,0	39,0	7,0	16,0	21,0	13,5

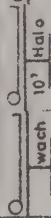
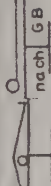
Tab. 12:
HERZSCHLAGVOLUMEN
nach der Farbstoffmethode

							
1	68,7	68,5	70,8				
2	87,4	80,2	73,4				
3	62,5	67,8	82,0				
4	57,4	75,0	70,0				
5	78,9	74,0	109,0				
6	56,1	91,0	67,7				
7	62,8	92,5	77,2				
8	61,4	74,9					
9	110,0	73,9	85,7				

Tab. 14:
HERZMINUTENVOLUMEN
nach der Farbstoffmethode

										
1	4,47	3,77	3,97		4,05	3,71				
2	5,42	4,89	4,48		4,52	4,38	6,73	4,29		8,20
3	3,94	3,58	4,50		4,90	4,50	4,90	3,25		4,00
4	4,93	5,38	4,48		4,47	3,06	3,12	5,50		4,95
5	5,45	4,44	6,43		4,94	4,11	2,74	3,42	3,01	4,30
6	4,10	6,92	5,01		3,12		5,66			5,27
7	5,78	6,20	5,02		5,77	3,95	4,59	2,42	4,95	
8	3,86	4,67		4,44	4,45	3,84	5,16	3,69	4,67	4,03
9	6,50	4,50	4,54	4,32	2,10	6,17	5,54	5,50	6,51	6,58

Tab. 15:
HERZMINUTENVOLUMEN
nach BROEMSER - RANKE

	 wach 10' Halo	 nach GB	 rechts nach N.r.	 links nach N.l.	 nach A-T.	 20°	 Endwert
1	4,93	3,80	4,38		2,60		
2	4,04	3,34	4,05		2,44	3,10	5,72
3	4,08	3,88	4,18		2,37	2,62	3,46
4	4,50	2,84	2,53		1,73	2,40	3,70
5	3,84	3,72	3,66		2,44	2,95	2,74
6	4,69	6,40	5,45		4,24		
7	3,58	3,53	3,06		3,57	6,25	4,08
8	2,40	2,00	4,70	3,10	1,70	2,95	1,90
9	2,66	3,58	4,80	3,50	3,50	8,10	3,30
							3,84
							7,80

Tab. 16:

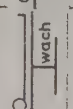
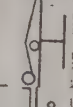
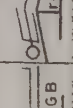
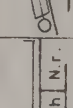
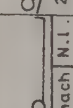
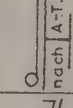
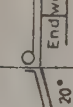
HERZZEITVOLUMEN PRO KÖRPEROBERFLÄCHE

(cardiac index)

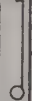
nach der Farbstoffmethode

1	2,32	1,95	2,06			
2	3,12	2,82	2,58			
3	2,02	1,84	2,31			
4	2,46	2,69	2,24			
5	2,84	2,31	3,34			
6	2,03	3,42	2,48			
7	3,21	3,44	2,79			
8	2,03	2,46				
9	3,35	2,32	2,34			

Tab. 18:
HERZARBEIT
nach der Farbstoffmethode

							
1	7040	6780	7480		6300		
2	12020	9840	8700		8120	8960	14550
3	7960	8000	8650		8330	6820	8090
4	7750	9250	8650		5930	9800	9175
5	8320	7600	13730		6620	6480	8670
6	6900	10730	8500			9130	
7	7930	12300	9540		8400	7680	9200
8	7200	7860		8100	10160	8500	7770
9	13970	9040	10200	8380	8950	6360	8500

Tab. 19:
HERZARBEIT
nach BROEMSER - RANKE

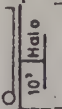
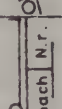
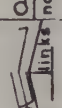
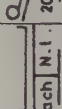
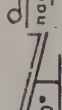
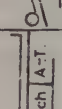
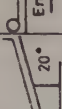
	 wach	 10' Halo	 nach GB	 rechtsnach N.r.	 links nach N.l.	 20°	 nach A.T.	 20°	 Endwert
1	7700	6080	8300	6700	4440				
2	8880	6640	7820	6850	4520	6540		10050	
3	8290	8600	8020	8400	4390	6080		5300	7980
4	7040	4940	4830	3490	4450	6550	7370	8100	7450
5	5840	6320	7770	4480	5750	6440	4150	8640	4840
6	7270	9880	9250	6030		3970			
7	4960	6980	5800	5330	8480	10600	9800	9360	7500
8	4440	3960	7100	2690	5120	6450	5950	4310	6590
9	5450	7100	9120	5450	11470	6100	7300	7520	14390

Tab. 20:

HERZLEISTUNG
nach BROEMSER - RANKE

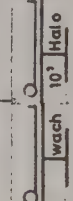
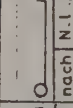
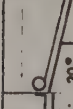
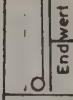
									
1	8370	5578	7613	6063	4229				
2	9250	6780	7980	7140	4390	7210		11400	
3	8720	7600	7350	7700	3920	7150		4920	7450
4	7540	5690	5180	3720	4920	6530	7080	7800	7830
5	6720	6320	7690	4660	6540	4800	4030	8060	4840
6	8880	12680	11580	7540		3900			
7	7640	7840	6320	5980	10200	7160	10000	8840	10000
8	4730	4130	10150	2860	5560	3930	6330	4480	7660
9	5350	7250	8140	7800	11930	5660	7600	8360	18900

Tab. 21:
ELASTISCHER WIDERSTAND

											
1	1236	1326	960	1040		1180					
2	1544	1528	1244	1278		1094	1446	1380		1238	
3	1416	1300	1000	1020		1300	1440	1460		1340	1180
4	1590	1520	1420	1320	1370	1450	1260	1580	1340	1100	1170
5	1570	1184	988	1608	1252	1280	1068	1360	1820	860	1260
6	1820	1280	1294	1540			1820				
7	1680	1240	1150	1220	948	1250	900	1414	948	854	1110
8	1420	1330	1740	1130	1140	1300	1160	1360	1170	1300	1220
9	1384	1220	1000	1690	1020	1280	1280	1490	1280	1280	1140

Tab. 22:

PERIPHERER WIDERSTAND

							
1	1249	1561	1450				
2	2050	2220	1770				
3	1865	1820	1510				
4	2420	2680	2930				1785
5	1660	1670	1060				1527
6	1468	1100	1361				2510
7	2100	2260	2410				
8	2859	3700	1710				1278
9	2810	2070	1728				1873
							1094

Danksagung

An dieser Stelle sei Herrn Prof. Dr. R. Frey für die Möglichkeit der Mitarbeit im Institut für Anaesthesiologie sowie Herrn Priv.-Doz. Dr. H. Kreuscher für die Überlassung des Themas und die stets hilfreiche Unterstützung herzlich gedankt. Auch Herrn Priv.-Doz. Dr. K. Überla vom Institut für Med. Statistik und Dokumentation gilt mein Dank für die Beratung bei der statistischen Auswertung der Versuchsergebnisse.

LEBENS LAUF

Am 1. Dezember 1942 wurde ich, Kurt Michael Ranft, als zweiter Sohn des Lederkaufmanns Ernst Ranft und seiner Ehefrau Lucie, geb. Nunn, in Pirmasens geboren.

Mein Vater fiel im April 1945.

Ich wurde im Herbst 1949 eingeschult und wechselte im Frühjahr 1953 auf das Staatl. Math. - Naturwissenschaftl. Gymnasium Pirmasens über, das ich am 1. März 1962 mit dem Reifezeugnis absolvierte.

Im Sommersemester 1962 begann ich das Studium der Medizin in Heidelberg, wo ich ein Jahr später das Vorphysikum und im Juli 1964 das Physikum ablegte.

Nach je einem Gastsemester in Innsbruck und Wien immatrikulierte ich mich zum Wintersemester 1965/66 an der Johannes Gutenberg - Universität Mainz, wo ich auch das Staatsexamen ablegen möchte.

Mainz, den 1. März 1967

Kurt Ranft

